



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 102 54 943.5

Anmeldetag: 25. November 2002

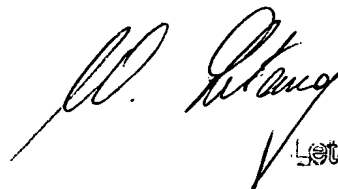
Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

Bezeichnung: Verfahren zum Herstellen eines Volumendatensatzes

IPC: G 06 T 15/00

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 2. September 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag



Letang

Beschreibung

Verfahren zum Herstellen eines Volumendatensatzes

- 5 Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Herstellen eines Volumendatensatzes.

Insbesondere mit modernen bildgebenden medizintechnischen Geräten aufgenommene Bilder weisen eine relativ hohe Auflösung
10 auf, so dass mit ihnen verstärkt 3D-Aufnahmen (Volumendatensätze) erstellt werden. Bildgebende medizintechnische Geräte sind z.B. Ultraschall-, Computertomographie-, Magnetresonanz- oder Röntgengeräte oder PET-Scanner. Ferner können öfter Computertomographie- (CT) oder Röntgengeräte eingesetzt werden,
15 da sich eine Strahlenbelastung, die ein Lebewesen während einer Untersuchung mit einem dieser Geräten ausgesetzt ist, verringert hat. Volumendatensätze weisen jedoch eine größere Datenmenge auf als Bilddatensätze von herkömmlichen zweidimensionalen Bildern, weshalb eine Auswertung von Volumenda-
20 tensätzen relativ zeitaufwändig ist. Die eigentliche Aufnahme der Volumendatensätze dauert zur Zeit in etwa eine halbe Minute, wobei man für das Durchforsten und Aufbereiten des Volumendatensatzes oft eine halbe Stunde oder mehr benötigt. Daher sind automatische Erkennungs- und Aufbereitungsverfahren notwendig und willkommen.
25

Bis etwa zum Jahr 2000 war es in der Computertomographie (CT) fast nur üblich, eine Diagnose anhand axialer Schichtstapel (Schnittbilder) zu treffen oder sich zumindest für einen Befund vorwiegend an den Schnittbildern zu orientieren. Seit
30 etwa 1995 sind dank der Rechenleistung von Computern 3D-Darstellungen auf Befundungskonsolen verbreitet; sie hatten aber zuerst eher wissenschaftliche oder ergänzende Bedeutung. Um dem Arzt eine Diagnose zu erleichtern, sind ferner im Wesentlichen vier Grundverfahren der 3D-Visualisierung entwickelt worden:
35

1. Multiplanare Reformatierung (MPR): Dies ist nichts anderes als eine Neuzusammenstellung des Volumendatensatzes in anderer Orientierung als z.B. den ursprünglichen horizontalen Schichten. Es wird insbesondere zwischen der orthogonalen MPR (3 MPRs, jeweils senkrecht zu einer Koordinatenachse), der freien MPR (schräge Schichten; abgeleitet = interpoliert) und der Curved MPR (Schichterstellung parallel zu einem beliebigen Pfad durch das Abbild des Körpers des Lebewesens und z.B. senkrecht zu der MPR, in welcher der Pfad gezeichnet wurde) unterschieden.

2. Shaded Surface Display (SSD): Segmentierung des Volumendatensatzes und Darstellung der Oberfläche der herausgeschnittenen Objekte, meist stark geprägt durch Orientierung an den Grauwerten der Abbildung (z.B. CT-Werten) und manuelles Hilfs-Editing.

3. Maximal Intensity Projection (MIP): Darstellung der höchsten Intensität entlang jedes Sehstrahls. Bei der so genannten Thin MIP wird nur ein Teilvolumen dargestellt.

4. Volume Rendering (VR): Darunter wird eine Modellierung der Abschwächung des Sehstrahls, der vergleichbar einem Röntgenstrahl in das Objekt eindringt, verstanden. Dadurch wird die gesamte Tiefe des abgebildeten Körpers (teilweise durchscheinend) erfasst; es gehen jedoch Einzelheiten von kleinen und vor Allem dünn-schichtig dargestellten Objekten verloren. Die Darstellung wird manuell durch Einstellung so genannter Transferfunktionen (Farb-Lookup-Tabellen) geprägt.

Obwohl das Volume Rendering (VR) relativ gute Resultate bietet, können mit dem Volume Rendering bearbeitete Bilder eine begrenzte Transparenz aufweisen. Durch eine Veränderung der Transferfunktion kann nämlich die Transparenz nur mit Einschränkungen über den gesamten Bereich gewährleistet werden. Es kann vorkommen, dass die alleinige transparente Darstellung bestimmter erkrankter Strukturen, wie z.B. ein erkrank-

tes Organ, nur begrenzt durch eine Einstellung der Transferfunktion möglich ist. Dann können Editierfunktionen im Umfeld des Volume Rendering herangezogen werden, um zumindest mit manueller Unterstützung die gewünschten abgebildeten Strukturen herauszusegmentieren und dann separat darzustellen. Oft müssen die gewünschten abgebildeten Strukturen komplett manuell segmentiert werden. Sind die Strukturen mit einem Volumendatensatz, der in Form mehrerer aufeinanderfolgender computertomographischer Schnittbilder vorliegt, abgebildet, so werden die Konturen der abgebildeten Strukturen Schicht für Schicht manuell umfahren, so dass nur die in den geschlossenen Konturen enthaltenen Voxel dargestellt werden.

Die Aufgabe der Erfindung ist es daher, ein Verfahren zum Herstellen eines Volumendatensatzes aus einem ein abgebildetes Objekt umfassenden Volumendatensatz anzugeben, bei dem interessierende Strukturen des abgebildeten Objekts verbessert dargestellt werden.

Die Aufgabe der Erfindung wird gelöst durch ein Verfahren zum Herstellen eines Volumendatensatzes, aufweisend folgende Verfahrensschritte:

- Segmentieren der abgebildeten Oberfläche eines in einem ersten Volumendatensatz abgebildeten ersten Objektes,
- Transformieren des ersten Volumendatensatzes in einen zweiten Volumendatensatz derart, dass die segmentierte abgebildete Oberfläche in eine Ebene transformiert wird,
- Herstellen eines dritten Volumendatensatzes, indem der zweite Volumendatensatz derart gefiltert wird, dass nichtinteressierende, im zweiten Volumendatensatz abgebildete Strukturen des ersten Objektes aufgrund nichtinteressierenden Strukturen zugeordneter Merkmale und aufgrund der von der Oberfläche zu erwartenden Entfernungen der nichtinteressierenden Strukturen herausgefiltert werden und interes-

sierende, im zweiten Volumendatensatz abgebildete Strukturen des abgebildeten ersten Objektes aufgrund interessierenden Strukturen zugeordneter Merkmalen und aufgrund den von der Oberfläche zu erwartenden Entfernungen der interessierenden Strukturen erhalten bleiben.

Im ersten Volumendatensatz ist zumindest ein Teil des ersten Objektes, das beispielsweise ein Lebewesen ist, abgebildet. Sollen nun mit einem dem ersten Volumendatensatz zugeordneten Bild weiter im Inneren des ersten Objektes liegende Strukturen untersucht werden, so werfen die Abbilder weiter an der Oberfläche angeordneter Strukturen des ersten Objektes ihre Schatten auf die weiter innen abgebildeten Strukturen oder verschleiern deren Darstellung. Mittels des erfindungsgemäßen Verfahrens sollen möglichst die weiter außen angeordneten abgebildeten Strukturen herausgefiltert werden, ohne abgebildete Strukturen, die untersucht werden sollen und weiter im Inneren des ersten Objektes angeordnet sind, zu entfernen.

Zunächst wird erfindungsgemäß insbesondere automatisch die im ersten Volumendatensatz abgebildete Oberfläche des abgebildeten ersten Objektes bestimmt (heraussegmentiert). Im Falle eines Lebewesens als erstes Objekt wird diese in der Regel gekrümmte Oberfläche nun in die Ebene transformiert, als ob man das abgebildete erste Objekt abrollen würde. Man denke hier zum Vergleich an die Projektion der Erdoberfläche auf Landkarten. Insbesondere wenn es sich bei dem abgebildeten ersten Objekt um den abgebildeten Torso des Lebewesens handelt, der quasi Säulenform, mit näherungsweise elliptischer Grundfläche aufweist, lässt sich die abgebildete Oberfläche, d.h. die abgebildete Körperoberfläche des Lebewesens in eine ebene Fläche abrollen. Somit entsteht der zweite Volumendatensatz.

Anschließend werden die herauszufilternden Strukturen mit einem geeigneten Filter oder einem geeigneten Set von Filtern aus dem zweiten Volumendatensatz herausgefiltert. So wird für

jede Art oder Klasse von herauszufilternden Strukturen, die beispielsweise Haut, Fett, Rippen, Knochen oder Muskeln sind, ein Filter ermittelt. Die jeweiligen Filter werden nach den herauszufilternden Strukturen zugeordneten Merkmalen entwickelt. Dabei wird gemäß einer Ausführungsform der Erfindung den nichtinteressierenden Strukturen zugeordnete dichteorientierte, texturorientierte, kantenbetonte und/oder morphologische Filterung verwendet. Die einzelnen Filterantworten können letztlich in einer Merkmalsmatrix geeignet zusammerechnet werden.

Des Weiteren sollen Strukturen weiter im Inneren des ersten Objektes untersucht werden. Daher wird für die Filterung zum Herausfiltern der nichtinteressierenden Strukturen zusätzlich die erwarteten Entfernungen der herauszufilternden Strukturen von der Oberfläche des ersten Objektes berücksichtigt.

Handelt es sich bei dem ersten Objekt um ein Lebewesen und umfasst der Teil des abgebildeten Körpers z.B. den Bauchraum eines Menschen und die interessierenden Strukturen sind die Wirbelsäule und die inneren Organe des Menschen, so umfassen nichtinteressierende Strukturen Haut, Rippen und Fettgewebe. Für das Herausfiltern der abgebildeten Haut, der abgebildeten Rippen und des abgebildeten Fettgewebes wird also jeweils ein Filter bestimmt, der das Abbild der entsprechenden Struktur erkennt.

Bei dem Filter, der die abgebildeten Rippen herausfiltern soll, handelt es sich beispielsweise um einen Filter, der abgebildete Knochen erkennen soll. Damit jedoch die abgebildete Wirbelsäule, die ein Teil der interessierenden Strukturen ist, nicht beeinträchtigt wird, soll der abgebildeten Knochen zugeordnete Filter nur für einen Bereich des abgebildeten Körpers wirken, der einer bestimmten Entfernung von der Körperoberfläche in das Körperinnere entspricht. Diese Entfernung entspricht der zu erwartenden Entfernung der Rippen von der Körperoberfläche in das Innere des Menschen. Somit ist

sicher gestellt, dass kein Teil der abgebildeten Wirbelsäule irrtümlich herausgefiltert wird.

Der der Haut zugeordnete Filter soll dagegen nur für einen Bereich des abgebildeten Körpers wirken, der der Dicke der Haut des Menschen entspricht. Der dem Fettgewebe zugeordnete Filter soll ebenfalls nur für einen Bereich des abgebildeten Körpers wirken, der einer vorbestimmten Entfernung von der Körperoberfläche in das Körperinnere entspricht. Diese Entfernung wird derart gewählt, dass kein Bereich des abgebildeten Körpers beeinträchtigt wird, in dem interessierende Strukturen abgebildet sind.

Für die einzelnen Filter wird also u.a. die Topologie des Körperinneren des Lebewesens und der zu erwartende Bereich der interessierenden Strukturen berücksichtigt. Bei den interessierenden Strukturen handelt es sich um weiter im Körperinneren des Lebewesens angeordnete Strukturen, wie z.B. innere Organe. Daher sollen oberflächennahe Strukturen herausgefiltert werden. Für die Berücksichtigung der von der Körperoberfläche zu erwartenden Entfernungen der nichtinteressierenden Strukturen im Körper des Lebewesens können daher beispielsweise Ortswahrscheinlichkeiten (höheres Gewicht nahe der Oberfläche) der nichtinteressierenden Strukturen verwendet werden.

Die den nichtinteressierenden Strukturen zugeordneten Merkmale werden beispielsweise durch eine Kantendefinitionen in Richtung von der abgebildeten Körperoberfläche in das Innere des abgebildeten Körpers bestimmt. So ergibt sich z.B. ein relativ stark ausgeprägter Intensitätsabfall zur abgebildeten Lunge oder zu oberflächennahen Gasblasen im Bauchraum.

Das erste Objekt kann aber insbesondere auch ein technisches Objekt sein, bei dessen Abbild z.B. eine abgebildete Ummantelung oder abgebildete Isolierung des technischen Objektes als

nichtinteressierende Strukturen herausgefiltert werden sollen.

Wenn nach einer Ausführungsform der Erfindung der erste Volumendatensatz wenigstens ein abgebildetes zweites Objekt, das außerhalb des ersten Objekts angeordnet ist, umfasst, kann das abgebildete zweite Objekt aus dem zweiten Volumendatensatz mit den nichtinteressierenden abgebildeten Strukturen herausgefiltert werden. Das zweite Objekt ist z.B. ein Tisch, auf dem das Lebewesen während der Aufnahme des ersten Volumendatensatzes liegt, Kleidung des Lebewesens oder an dem Lebewesens angeordnete Instrumente.

Die abgebildete Oberfläche kann, wie es nach einer besonders bevorzugten Variante der Erfindung vorgesehen ist, vorteilhaft segmentiert werden, wenn der erste Volumendatensatz in Form mehrerer aufeinanderfolgender computertomographischer Schnittbilder vorliegt oder als Schichtstapel betrachtet wird, die Bilddaten jedes Schnittbildes mit kartesischen Koordinaten beschrieben sind und für die Segmentierung der abgebildeten Körperoberfläche folgende Verfahrensschritte ausgeführt werden:

- Durchführen einer Koordinatentransformation für jedes Schnittbild nach Polarkoordinaten bezüglich einer Geraden, die durch das abgebildete erste Objekt verläuft und wenigstens im Wesentlichen rechtwinklig zu den einzelnen Schnittbildern ausgerichtet ist,
- Ermitteln der Konturen, die in jedem transformierten Schnittbild abgebildet und der abgebildeten Oberfläche zugeordnet sind,
- Rücktransformieren der Bildpunkte der ermittelten Konturen in das dem ersten Volumendatensatz zugeordnete Koordinatensystem und

- Re-Extrahieren von Bildpunkten entlang der Konturen für die Darstellung der in die Ebene transformierten Oberfläche des abgebildeten ersten Objektes.

5 Gemäß einer Ausführungsform der Erfindung wird außerdem ein vierter Volumendatensatz hergestellt, indem die Bildpunkte des dritte Volumendatensatzes in das dem ersten Volumendaten-
satz zugeordnete Koordinatensystem rücktransformiert werden. Der vierte Volumendatensatz umfasst somit die im ersten Volu-
10 mendatensatz abgebildeten interessierenden Strukturen.

Der vierte Volumendatensatz kann nach einer besonders vor-
teilhaften Variante der Erfindung verwendet werden, um ein
dem vierten Volumendatensatz zugeordnetes Bild mittels Volume
15 Rendering (VR) darzustellen. Somit haben nicht herausgefil-
terte nichtinteressierende Strukturen kaum einen negativen
Einfluss, weil für die eigentlich darzustellenden Strukturen
die Transferfunktion die wesentliche Aussteuerung ist und der
Charakter der Blending-Technik sehr unempfindlich ist, wenn
20 sich "im Vorlauf" jedes Sehstrahls beispielsweise einige we-
nige Millimeter nichtinteressierende Strukturen befinden. Die
im vierten Volumendatensatz noch vorhandenen nichtinteressie-
rende Strukturen sind mit großer Wahrscheinlichkeit kaum
sichtbar, da relativ kontrastreiche nichtinteressierende
25 Strukturen in der Regel herausgefiltert werden.

Ein Ausführungsbeispiel ist exemplarisch in den beigefügten
schematischen Zeichnungen dargestellt. Es zeigen:

30 Figur 1 einen Computertomographen,

Figur 2 einen Volumendatensatz des Bauchraumes eines Patien-
ten in Form eines aus mehreren Schnittbildern beste-
henden Volumendatensatzes,

35

Figur 3 ein Schnittbild des in der Figur 2 gezeigten Volumen-
datensatzes,

Figur 4 nach Polarkoordinaten transformierte Bildinformationen des in der Figur 3 dargestellten Schnittbildes,

5 Figur 5 einen weiteren Volumendatensatz, bei dem die abgebildete Körperoberfläche des in der Figur 2 dargestellten Volumendatensatzes in eine Ebene transformiert ist,

10 Figur 6 einen weiteren Volumendatensatz, der möglichst nur abgebildete interessierende Strukturen des in der Figur 5 dargestellten Volumendatensatz umfasst,

15 Figur 7 eine mittels Volume Rendering bearbeitete Darstellung des in der Figur 2 dargestellten Volumendatensatzes, und

20 Figur 8 eine mittels Volume Rendering bearbeitete Darstellung des in der Figur 2 dargestellten Volumendatensatzes, bei dem abgebildete nichtinteressierende Strukturen des in der Figur 2 dargestellten Volumendatensatzes herausgefiltert sind.

25 Die Figur 1 zeigt schematisch einen Computertomographen mit einer Röntgenstrahlenquelle 1, von dem ein pyramidenförmiges Röntgenstrahlenbündel 2, dessen Randstrahlen in der Figur 1 strichpunktiert dargestellt sind, ausgeht, das ein Untersuchungsobjekt, beispielsweise einen Patienten 3, durchsetzt und auf einen Strahlungsdetektor 4 trifft. Die Röntgenstrahlenquelle 1 und der Strahlungsdetektor 4 sind im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispieles an einer ringförmigen Gantry 5 einander gegenüberliegend angeordnet. Die Gantry 5 ist bezüglich einer Systemachse 6, welche durch den Mittelpunkt der ringförmigen Gantry 5 verläuft, an einer in der Figur 1 nicht dargestellten Halterungsvorrichtung drehbar gelagert (vgl. Pfeil a).

30

35

Der Patient 3 liegt im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels auf einem für Röntgenstrahlung transparenten Tisch 7, welcher mittels einer in der Figur 1 ebenfalls nicht dargestellten Tragevorrichtung längs der Systemachse 6 verschiebbar gelagert ist (vgl. Pfeil b).

Die Röntgenstrahlenquelle 1 und der Strahlungsdetektor 4 bilden somit ein Messsystem, das bezüglich der Systemachse 6 drehbar und entlang der Systemachse 6 relativ zum Patienten 3 verschiebbar ist, so dass der Patient 3 unter verschiedenen Projektionswinkeln und verschiedenen Positionen bezüglich der Systemachse 6 durchstrahlt werden kann. Aus den dabei auftretenden Ausgangssignalen des Strahlungsdetektors 4 bildet ein Datenerfassungssystem 9 Messwerte, die einem Rechner 11 zugeführt werden, der mittels dem Fachmann bekannten Verfahren ein Bild des Patienten 3 berechnet, das wiederum auf einem mit dem Rechner 11 verbundenen Monitor 12 wiedergegeben werden kann. Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels ist das Datenerfassungssystem 9 mit einer elektrischen Leitung 8, die in nicht dargestellter Weise beispielsweise ein Schleifringssystem oder eine drahtlose Übertragungsstrecke enthält, mit dem Strahlungsdetektor 4 und mit einer elektrischen Leitung 10 mit dem Rechner 11 verbunden.

Der in der Figur 1 gezeigte Computertomograph kann sowohl zur Sequenzabtastung als auch zur Spiralabtastung eingesetzt werden.

Bei der Sequenzabtastung erfolgt eine schichtweise Abtastung des Patienten 3. Dabei wird die Röntgenstrahlenquelle 1 und der Strahlungsdetektor 4 bezüglich der Systemachse 6 um den Patienten 3 gedreht und das die Röntgenstrahlenquelle 1 und den Strahlungsdetektor 4 umfassende Messsystem nimmt eine Vielzahl von Projektionen auf, um eine zweidimensionale Schicht des Patienten 3 abzutasten. Aus den dabei gewonnen Messwerten wird ein die abgetastete Schicht darstellendes Schnittbild rekonstruiert. Zwischen der Abtastung aufeinander-

derfolgender Schichten wird der Patient 3 jeweils entlang der Systemachse 6 bewegt. Dieser Vorgang wiederholt sich so lange, bis alle interessierenden Schichten erfasst sind.

5 Während der Spiralabtastung dreht sich das die Röntgenstrahlenquelle 1 und den Strahlungsdetektor 4 umfassende Messsystem bezüglich der Systemachse 6 und der Tisch 7 bewegt sich kontinuierlich in Richtung des Pfeils b, d.h. das die Röntgenstrahlenquelle 1 und den Strahlungsdetektor 4 umfassende
10 Messsystem bewegt sich relativ zum Patienten 3 kontinuierlich auf einer Spiralbahn c, so lange, bis der interessierende Bereich des Patienten 3 vollständig erfasst ist. Dabei wird ein Volumendatensatz generiert, der im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels nach dem in der Medizintechnik üblichen
15 DICOM-Standard kodiert ist.

Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels wird mit dem in der Figur 1 dargestellten Computertomographen ein aus mehreren aufeinanderfolgenden Schnittbildern bestehender Volumendatensatz 20 des Bauchraums des Patienten 3 angefertigt.
20 Der Volumendatensatz 20, der in der Figur 2 schematisch dargestellt ist, umfasst im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiel ca. 250 CT-Schichten (Schnittbilder) der Matrix 512x512. In der Figur 2 sind exemplarisch sieben Schnittbilder, die mit den Bezugszeichen 21 bis 27 versehen sind, ange-
25 deutet.

Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels sollen abgebildete körperoberflächennahe Strukturen, die mit dem Volumendatensatz 20 abgebildet sind, herausgefiltert werden, so
30 dass möglichst nur abgebildete innere Organe und die abgebildete Wirbelsäule des Patienten 3 sichtbar werden. Dazu läuft im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels auf dem Rechner 11 ein geeignetes Rechnerprogramm, das die nun beschriebene Schritte ausführt.
35

Zunächst wird in einem ersten Durchgang zur Ermittlung der abgebildeten Körperoberfläche jedes Schnittbild 21 bis 27 des Volumendatensatzes 20 nach Polarkoordinaten bezüglich einer Geraden G , die durch das dreidimensionale Abbild des Bauchraums des Patienten 3 verläuft, transformiert. Die Gerade G ist wenigstens im Wesentlichen rechtwinklig zu den einzelnen Schnittbildern 21 bis 27 ausgerichtet. Die Gerade G verläuft im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels im Wesentlichen durch das Zentrum des Volumendatensatzes 20 und entspricht der Z-Achse des den Volumendatensatz definierenden Koordinatensystems K .

Jedes Schnittbild 21 bis 27, von denen das Schnittbild 21 in der Figur 3 exemplarisch dargestellt ist, ist im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels mit kartesischen Koordinaten (x, y) beschrieben. Anschließend werden die Bildinformationen jedes Schnittbildes 21 bis 27 radial neu angeordnet, indem sie bezüglich der Gerade G bzw. bezüglich der jeweiligen Schnittpunkte zwischen der Geraden G und dem entsprechenden Schnittbild nach Polarkoordinaten (r, ϕ) transformiert werden. Als Beispiel ist der Schnittpunkt S zwischen der Geraden G und dem Schnittbild 21 in der Figur 3 dargestellt. Mit der Transformation nach Polarkoordinaten (r, ϕ) wird auch das Abbild der Körperoberfläche des Patienten 3 transformiert und als Kontur in jeder transformierten axialen Schicht (Schnittbild) dargestellt. Eine dem Abbild der Körperoberfläche des Patienten 3 zugeordnete Kontur 40 ist exemplarisch in der Figur 4 für das nach Polarkoordinaten (r, ϕ) transformierte Schnittbild 21 dargestellt. Das transformierte Schnittbild des Schnittbildes 21 ist mit dem Bezugszeichen 41 versehen.

Das Ergebnis der Transformation nach Polarkoordinaten (r, ϕ) ist ein linear aufgetragenes radiales Helligkeitsprofil. In dieser Rechteckmatrix (abgeleitete Bildmatrix) wird nun eine Filterung durchgeführt, welche die der Körperoberfläche zugeordnete Konturen, wie der in der Figur 4 gezeigten Kontur 40,

betont. Die Filterantworten ersetzen die Helligkeitswerte in der abgeleiteten Bildmatrix. Nun erfolgt die Suche des optimalen Pfades in dieser Bildmatrix von oben nach unten zum identischen Start/Zielpunkt. Das geschieht im Falle des vor-

5 liegenden Ausführungsbeispiels mittels dynamischer Optimierung, wie z.B. in R. Bellman, "Dynamic programming and stochastic control processes", Information and Control, 1(3), Seiten 228-239, September 1958 beschrieben. Der optimierte Pfad stellt die radialen Vektoren zu den Körperoberflächen-

10 bildpunkten dar. In einem weiteren Schritt erfolgt eine Rücktransformation der nach Polarkoordinaten transformierten Konturen 40 in die ursprünglichen Koordinaten (x, y, z) des Volumendatensatzes 20, so dass das gesamte, durch die einzelnen Konturen der Schnittbilder bestimmte Konturenensemble und die

15 entsprechenden Bildpunkte des ursprünglichen Volumendatensatzes 20 im Zusammenhang der Einzelkonturen über alle Schnittbilder 21 bis 27 überprüft werden. Dies trägt insbesondere zur Unterdrückung von Fehlern (Ausreißern) und zur Zuverlässigkeit bei. An vermutlichen Fehlerstellen wird im Falle des

20 vorliegenden Ausführungsbeispiels eine Re-Segmentierung in den einzelnen Schnittbildern 21 bis 27 mit anschließender erneuter Überprüfung des 3D-Kontexts durchgeführt. Somit ist das Abbild der Körperoberfläche des Patienten 3 im Volumendatensatz 20 segmentiert.

25 Danach erfolgt eine Re-Extraktion rechtwinklig zum Abbild der segmentierten Körperoberfläche im Volumendatensatz 20. Während bei der Transformation nach Polarkoordinaten (r, ϕ) Helligkeitsprofile rechtwinklig zu allen Punkten eines Kreises

30 (idealisierte Oberflächenkontur) aus den Originaldaten ermittelt und als Rechteckmatrix aufgetragen wurden, gewinnt man bei der Re-Extraktion Profile rechtwinklig zu jedem Bildpunkt des Abbildes der segmentierten Körperoberfläche (Körperoberflächenkontur). Diese Re-Extraktion wird erneut als

35 Rechteckmatrix aufgetragen. Dadurch wird der Volumendatensatz 20 derart transformiert, dass das segmentierte Abbild der Körperoberfläche des Patienten 3 in eine Ebene transformiert

wird. Es entsteht ein in der Figur 5 dargestellter Volumendatensatz 50, der die Struktur eines Voxelquaders hat. Die in die Ebene transformierte abgebildete Körperoberfläche ist in der Figur 5 mit dem Bezugszeichen 51 versehen und wird nachfolgend als Mittelebene 51 bezeichnet. Besteht der Volumendatensatz 20 aus horizontalen Schnitten, wie den Schnittbildern 21-27, so entspricht jede senkrechte Linie in der Mittelebene 51 des re-extrahierten Volumendatensatzes 50 (rechtwinkliger Voxelquader) den Bildpunkten des Abbildes der Körperoberfläche in je einem der Schnittbilder 21-27. Links von dieser Mittelebene 51 im Bereich höherer y' Koordinaten befinden sich die CT-Messwerte in der Nähe der Körperoberfläche nach innen. In dem die Form eines Voxelquaders aufweisenden Volumendatensatz 50 ist der 3D-Zusammenhang für eine konsistente Segmentierung gewährleistet. Er eignet sich daher relativ gut für eine Filterung, um nichtinteressierende, im Volumendatensatz 50 abgebildete Strukturen herauszufiltern. Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels handelt es sich bei den abgebildeten interessierenden Strukturen um im Volumendatensatz 50 abgebildete innere Organe und die abgebildete Wirbelsäule 52.

Für das Herausfiltern der im Volumendatensatz 50 nichtinteressierenden abgebildeten Strukturen werden im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels verschiedene Filteroperationen für unterschiedliche nichtinteressierende abgebildete Strukturen ermittelt. Die Filteroperationen berücksichtigen u.a. spezifische, den einzelnen nichtinteressierenden Strukturen zugeordnete Merkmale und entsprechende Abstandsgewichtungen zur Körperoberfläche des Patienten 3. Für tieferliegende Organe, deren Oberflächen sich der Körperoberfläche annähern, werden Merkmalsfilterungen angewandt, welche die Wahrscheinlichkeit der Zugehörigkeit zur nichtinteressierenden Gewebeschicht verringern. Auch hier wird der Abstand zur Körperoberfläche gewichtend mit berücksichtigt. Zu den Merkmalen gehören auch solche, die mittels differenzierender Operatoren ermittelt werden, zur Erkennung von Gewebekonturen wie z.B.

Rippenoberflächen nach innen oder Organoberflächen von innen nach außen. Alle Filteroperationen werden anschließend in einer Wahrscheinlichkeitsmatrix zusammengefasst. Das wird je nach Wirkung additiv oder multiplikativ mit passender Skalierung und geeigneten Gewichten durchgeführt.

Wenn, wie es im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels vorgesehen ist, der Volumendatensatz 50 mit kartesischen Koordinaten (x', y', z') beschrieben ist und für die Bildpunkte der abgebildeten Körperoberfläche 51 $y' = \text{konst.}$ gilt, d.h. dass die abgebildete Körperoberfläche 51 in eine Ebene transformiert ist, so sind die x' - z' -Ebenen des Volumendatensatzes 50 parallel zur abgebildeten Körperoberfläche 51 ausgerichtet. Die Filterung des Volumendatensatzes 50 und somit die Merkmalsänderung von interessierenden Strukturen zu nichtinteressierenden (herauszufilternden) Strukturen erfolgt daher in im Wesentlichen y' -Richtung.

In der zusammengesetzten Wahrscheinlichkeitsmatrix wird wie bei der Ermittlung der abgebildeten Körperoberfläche im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels die dynamische Optimierung verwendet, um einen optimierten Pfad zwischen der abgebildeten Körperoberfläche 51 und den abgebildeten interessierenden Strukturen, also im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels die abgebildeten inneren Organe und die abgebildete Wirbelsäule 52, zu finden. Dies erfolgt im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels in dem Volumendatensatz 50 zugeordneten Schichtbildern mit einem nachfolgenden Durchgang zur Gewährleistung des Zusammenhangs über das gesamte Volumen. Die Optimierung in den einzelnen Schichtbildern ist eigentlich eindimensional und daher relativ effizient und schnell. Die Herstellung des Zusammenhangs erfolgt in der Flächendimension; letztendlich wird jedoch 3D-Information geliefert. Insgesamt entsteht eine gemeinsame, im Inneren des abgebildeten Körperinneren des Patienten 3 liegende 3D-Oberfläche der interessierenden Strukturen. Diese 3D-Oberfläche ist im Volumendatensatz 50, der die Form eines Voxelquaders

aufweist, mit dem Bezugszeichen 53 versehen. Das abgebildete Gebiet zwischen der 3D-Oberfläche 53 und der abgebildeten Körperoberfläche 51 umfasst die nichtinteressierenden Strukturen. Dieses Gebiet wird anschließend aus dem Volumendatensatz 50 entfernt; es entsteht ein weiterer, in der Figur 6 dargestellter Volumendatensatz 60.

Anschließend werden im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels die Bildpunkte des möglichst nur die abgebildeten interessierenden Strukturen 52 umfassenden Volumendatensatzes 60 in das dem ursprünglichen, die Schnittbilder 21 bis 27 umfassenden Volumendatensatz 20 zugeordnete Koordinatensystem K zurück transformiert. Es entsteht also aus dem in der Figur 2 dargestellten Volumendatensatz 20 ein Volumendatensatz, aus dem möglichst viele Bildpunkte, die nichtinteressierenden abgebildeten Strukturen im Volumendatensatz 20 zugeordnet sind, herausgefiltert sind und möglichst die Bildpunkte, die den interessierenden Strukturen, also den im Volumendatensatz 20 abgebildeten inneren Organen und der abgebildeten Wirbelsäule, zugeordnet sind, umfasst. In diesem Volumendatensatz kann anschließend noch ein Volumenrendering der abgebildeten inneren Organe durchgeführt werden. Das Ergebnis ist ein Bild 80, das beispielhaft in der Figur 8 wiedergegeben ist.

Zum Vergleich zeigt die Figur 7 ein Bild 70, das dadurch entstand, dass beim ursprünglichen Volumendatensatz 20 ein komplettes Volumenrendering ohne die hier vorgeschlagene Verarbeitung durchgeführt wurde.

Der Vergleich Bilder 80 und 70 verdeutlicht den Vorteil des erfindungsgemäßen Verfahrens:

- Direkte Darstellung "vorderer innerer" Organe
- Erheblich klarerer Blick auf innere Organe "in der zweiten Reihe"
- Feinere CT-Wert-Auflösung in den Organen

- Praxisgerechte Einstellung von verschiedenen (Farb)Abschnitten in der Transferfunktion, d.h. auch bei relativ grober Einstellung werden verschieden colorierte Objekte klar getrennt und gut dargestellt, was ohne die beschriebene Vorverarbeitung in vielen Umgebungen die Verwendung des Volumen Renderns unmöglich machen würde.

Der Volumendatensatz wird im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels mit einem Computertomographen hergestellt und liegt in Form mehrerer aufeinanderfolgender computertomographischer Schnittbilder vor. Der Volumendatensatz kann aber auch mit anderen bildgebenden Geräten, wie insbesondere mit einem Magnetresonanzgerät, einem Röntgengerät, einem Ultraschallgerät oder einem PET-Scanner hergestellt werden. Der Volumendatensatz muss auch nicht in Form mehrerer aufeinanderfolgender computertomographischer Schnittbilder vorliegen.

Der Volumendatensatz 20 umfasst im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels einen Teil des abgebildeten Körpers des Lebewesens 3. Der Volumendatensatz kann aber auch abgebildete körperfremde Objekte, wie z.B. ein Abbild des Tisches 7 des Computertomographen, ein Abbild der Kleidung des Patienten 3 oder ein Abbild von an dem Patienten 3 und in der Figur 1 nicht dargestellten Instrumenten umfassen.

Das erfindungsgemäße Verfahren kann auch für abgebildete technische Objekte verwendet werden. Umfasst das technische Objekt z.B. eine Ummantelung oder eine Isolierung, so können diese als nichtinteressierende Strukturen angesehen werden.

Das Ausführungsbeispiel hat ebenfalls nur exemplarischen Charakter.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Herstellen eines Volumendatensatzes, aufweisend folgende Verfahrensschritte:

5

- Segmentieren der abgebildeten Oberfläche eines in einem ersten Volumendatensatz (20) abgebildeten ersten Objektes (3),

10

- Transformieren des ersten Volumendatensatzes (20) in einen zweiten Volumendatensatz (50) derart, dass die segmentierte abgebildete Oberfläche in eine Ebene (51) transformiert wird,

15

- Herstellen eines dritten Volumendatensatzes (60), indem der zweite Volumendatensatz (50) derart gefiltert wird, dass nichtinteressierende, im zweiten Volumendatensatz (50) abgebildete Strukturen des ersten Objektes (3) aufgrund nichtinteressierenden Strukturen zugeordneter Merkmale und aufgrund der von der Oberfläche zu erwartenden Entfernungen der nichtinteressierenden Strukturen herausgefiltert werden und interessierende, im zweiten Volumendatensatz (50) abgebildete Strukturen (52) des abgebildeten ersten Objektes (3) aufgrund interessierenden Strukturen zugeordneter Merkmale und aufgrund den von der Oberfläche zu erwartenden Entfernungen der interessierenden Strukturen erhalten bleiben.

20

25

30

2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem der erste Volumendatensatz (20) wenigstens ein abgebildetes zweites Objekt, das außerhalb des ersten Objektes (3) angeordnet ist, umfasst und das abgebildete zweite Objekt aus dem zweiten Volumendatensatz (50) mit den nichtinteressierenden abgebildeten Strukturen herausgefiltert wird.

35

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, bei dem bei der Filterung des zweiten Volumendatensatzes (50) eine den nichtinte-

ressierenden Strukturen und/oder den interessierenden Strukturen zugeordnete dichteorientierten, texturorientierte, kantenbetonte und/oder morphologische Filterung verwendet wird.

5 4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, bei dem der erste Volumendatensatz (20) in Form mehrerer aufeinanderfolgender computertomographischer Schnittbilder (21-27) vorliegt oder als Schichtstapel betrachtet wird, die Bilddaten jedes Schnittbildes (21-27) mit kartesischen Koordinaten (x , y) be-
10 schrieben sind und für die Segmentierung der abgebildeten Körperoberfläche (51) folgende Verfahrensschritte ausgeführt werden:

- 15 - Durchführen einer Koordinatentransformation für jedes Schnittbild (21-27) nach Polarkoordinaten (r , ϕ) bezüglich einer Geraden (G), die durch das abgebildete erste Objekt (3) verläuft und wenigstens im Wesentlichen rechtwinklig zu den einzelnen Schnittbildern (21-27) ausgerichtet ist,
- 20 - Ermitteln der Konturen (40), die in jedem transformierten Schnittbild (41) abgebildet und der abgebildeten Oberfläche zugeordnet sind,
- 25 - Rücktransformieren der Bildpunkte der ermittelten Konturen (40) in das dem ersten Volumendatensatz (21-27) zugeordnete Koordinatensystem (x , y , z) und
- 30 - Re-Extrahieren von Bildpunkten entlang der Konturen (40) für die Darstellung der in die Ebene transformierten Oberfläche (51) des abgebildeten ersten Objektes (3).

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei dem ein vierter Volumendatensatz hergestellt wird, indem die Bildpunkte des dritte Volumendatensatzes in das dem ersten Volumendatensatz (21-27) zugeordnete Koordinatensystem (x , y , z)
35 rücktransformiert werden.

6. Verfahren nach Anspruch 5, bei dem ein dem vierten Volumendatensatz zugeordnetes Bild (60) mittels Volume Rendering (VR) dargestellt wird.

Zusammenfassung

Verfahren zum Herstellen eines Volumendatensatzes

5 Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Herstellen eines Volumendatensatzes. Zunächst wird die abgebildete Oberfläche eines in einem ersten Volumendatensatz (20) abgebildeten ersten Objektes (3) segmentiert. Danach wird der erste Volumendatensatz (20) in einen zweiten Volumendatensatz (50) derart
10 transformiert, dass die segmentierte abgebildete Oberfläche in eine Ebene (51) transformiert wird. Aus dem zweiten Volumendatensatz (50) wird ein dritter Volumendatensatz (60) hergestellt, indem der zweite Volumendatensatz (50) derart gefiltert wird, dass nichtinteressierende, im zweiten Volumendatensatz (50) abgebildete Strukturen des abgebildeten Körpers aufgrund den nichtinteressierenden Strukturen zugeordneten Merkmalen und aufgrund den von der Oberfläche zu erwartenden Entfernungen der nichtinteressierenden Strukturen im Körper des ersten Objektes (3) herausgefiltert werden und in-
15 teressierende, im zweiten Volumendatensatz (50) abgebildete Strukturen (52) des abgebildeten Körpers aufgrund den interessierenden Strukturen zugeordneten Merkmalen und aufgrund den von der Oberfläche zu erwartenden Entfernungen der interessierenden Strukturen im Körper des ersten Objektes (3) erhalten bleiben.

Figur 6

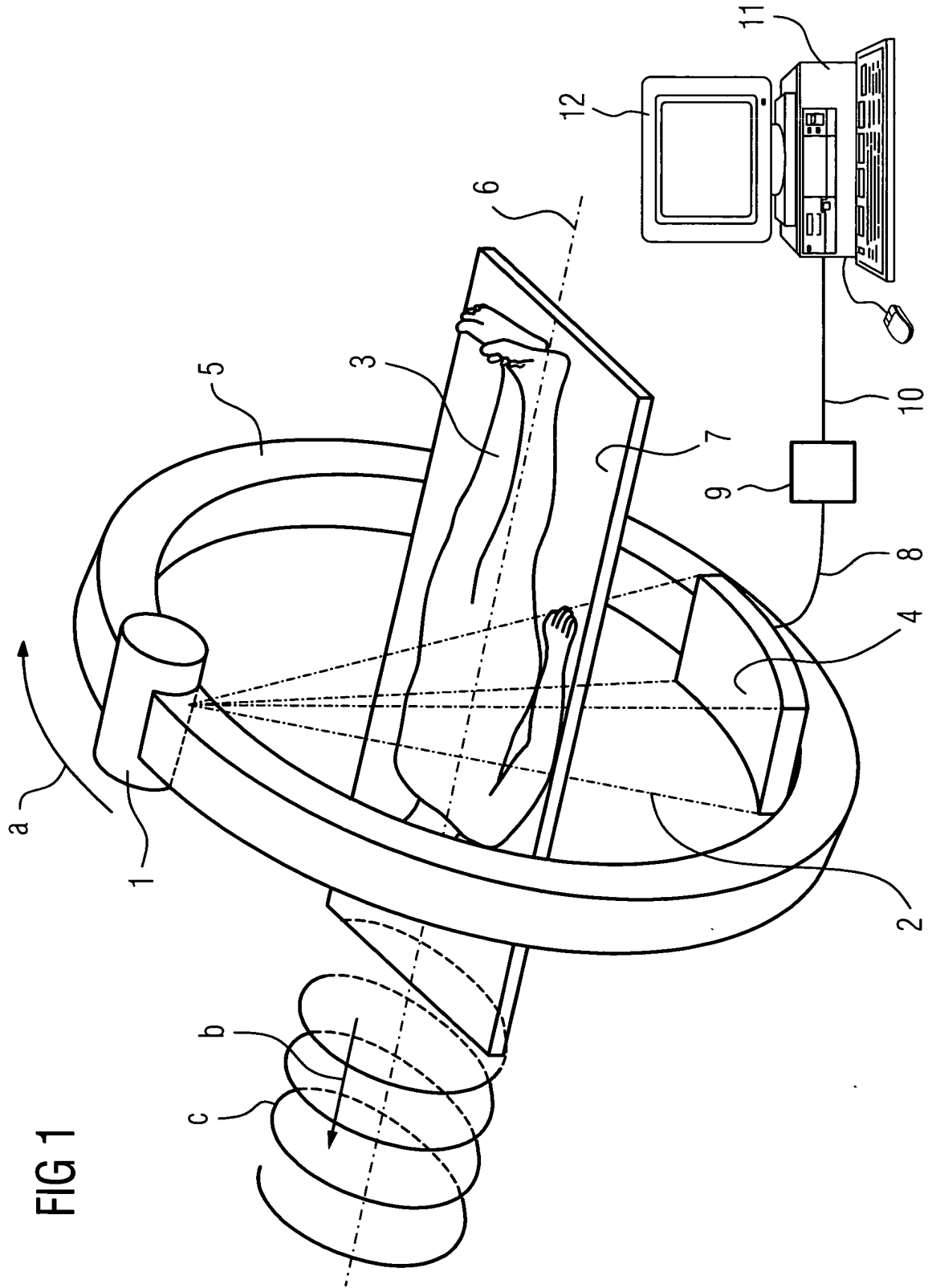


FIG 2

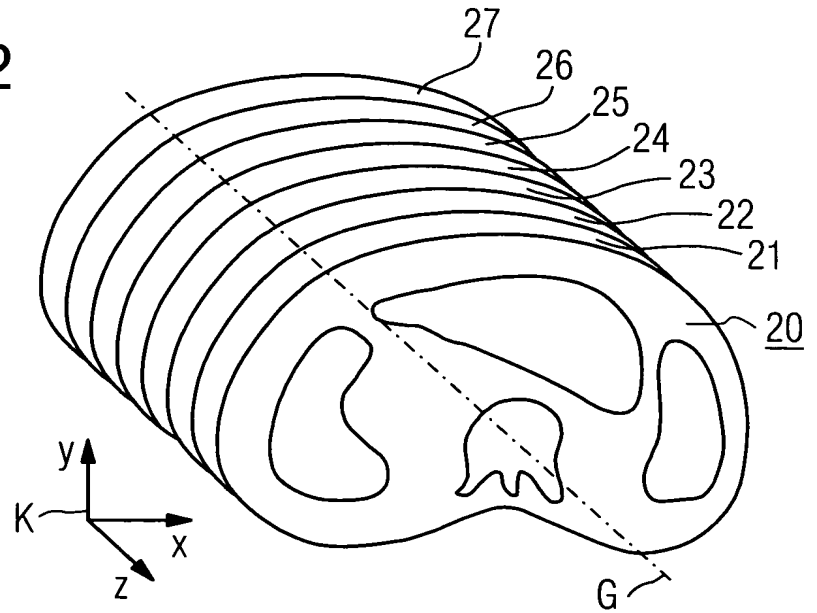


FIG 3

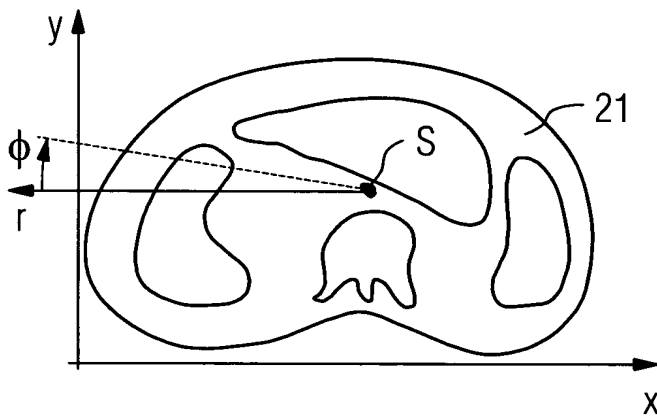
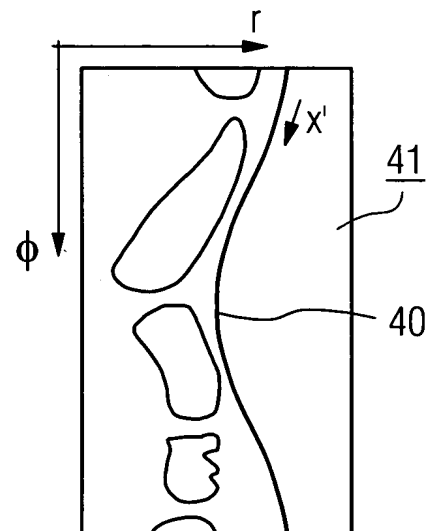


FIG 4



3/4

FIG 5

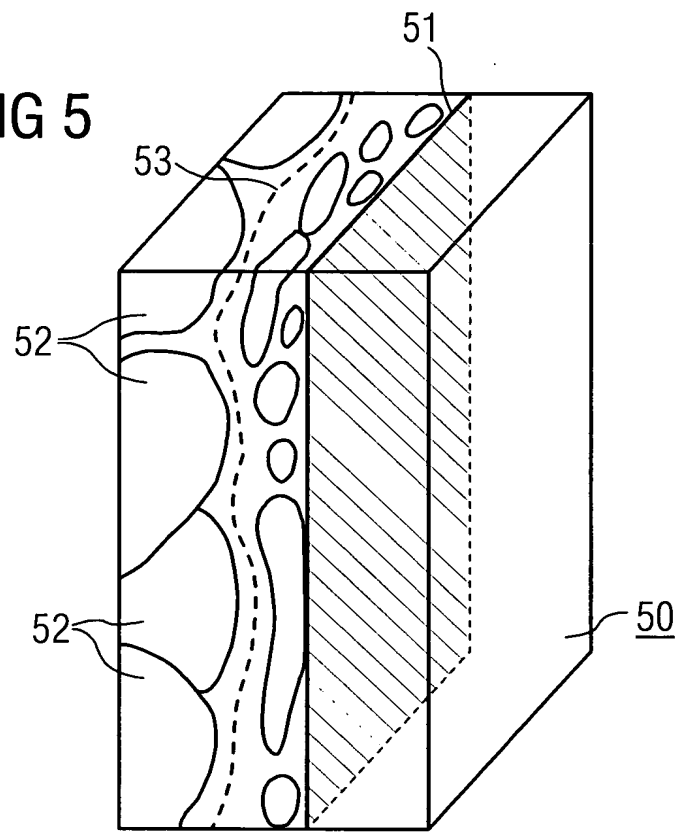


FIG 6

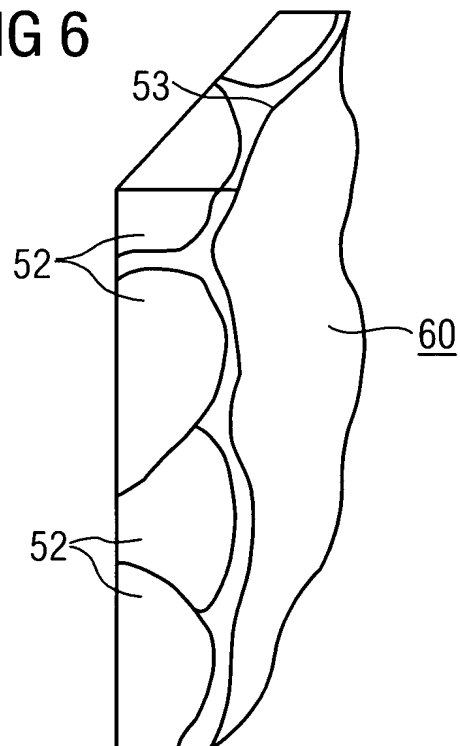


FIG 7

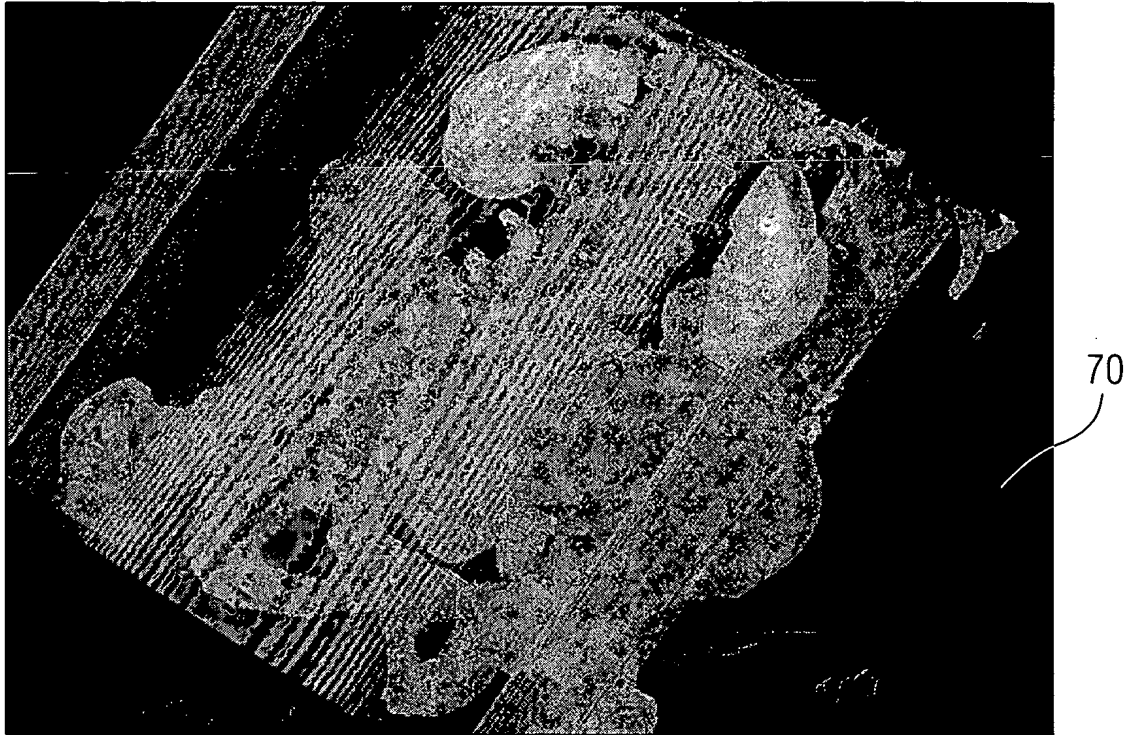


FIG 8

